

SYSTEM FOR PROCESSING AN OBJECT WITH FOCUSED ULTRASONIC WAVES**Publication number:** JP10511477T**Publication date:** 1998-11-04**Inventor:****Applicant:****Classification:**






- International: A61F7/00; A61B8/00; A61B17/225; G10K11/34;
H04R17/00; A61F7/00; A61B8/00; A61B17/225;
G10K11/00; H04R17/00; (IPC1-7): G10K11/34;
A61F7/00; H04R17/00

- European: G10K11/34C4

Application number: JP19950520116D 19951215

Priority number(s): WO1995DE01805 19951215; DE19944446429
19941223

Also published as:

 WO9620471 (A1)
 EP0799470 (A1)
 US5928169 (A1)
 EP0799470 (A0)
 EP0799470 (B1)

more >>

Report a data error here

Abstract not available for JP10511477T

Abstract of corresponding document: **WO9620471**

The invention concerns a system for processing an object with focused ultrasonic waves, the system comprising an ultrasonic transducer (5), composed of a plurality of ultrasonic transducer elements (51 to 5n), and a device for triggering the ultrasonic transducer (5). For each ultrasonic transducer element (51 to 5n), this device comprises a memory (161 to 16n) in which a bit pattern corresponding to a desired position of the focus (F) of the ultrasonic waves is stored when the system is operating, and a control unit (20) which cyclically addresses the individual memories (161 to 16n) in a parallel manner, such that electrical signals, which are mutually offset in terms of time, are produced at the data outputs of the memories (161 to 16n), in correspondence with the desired position of the focus (F). These electrical signals are fed to the respective ultrasonic transducer element (51 to 5n).

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(51) Int.Cl.⁶
 G 1 0 K 11/34
 A 6 1 F 7/00
 H 0 4 R 17/00

識別記号
 3 2 2
 3 3 2

F I
 G 1 0 K 11/34
 A 6 1 F 7/00 3 2 2
 H 0 4 R 17/00 3 3 2 Z

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 33 頁)

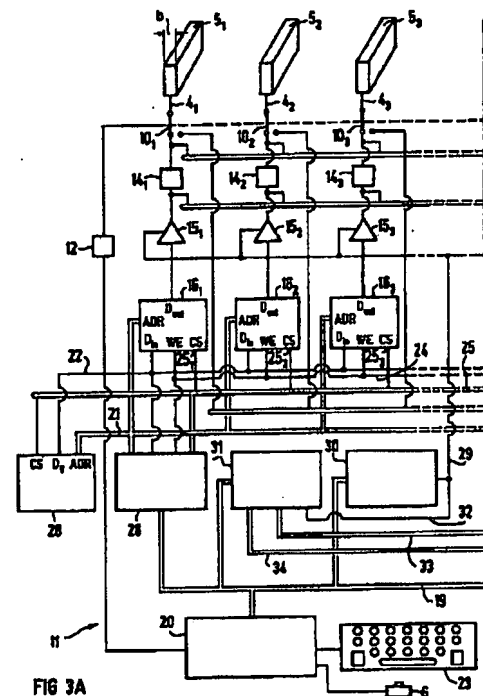
(21) 出願番号 特願平8-520116
 (86) (22) 出願日 平成7年(1995)12月15日
 (85) 翻訳文提出日 平成9年(1997)6月23日
 (86) 国際出願番号 PCT/DE96/01805
 (87) 国際公開番号 WO96/20471
 (87) 国際公開日 平成8年(1996)7月4日
 (31) 優先権主張番号 P4446429.0
 (32) 優先日 1994年12月23日
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M C, NL, PT, SE), JP, US

(71) 出願人 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン
 ヴィッテルスバッハープラッツ 2
 (72) 発明者 ウルリッヒ シェッツレ
 ドイツ連邦共和国 D-91341 レッテン
 バッハ シュールシュトラッセ 26
 (72) 発明者 エアハルト シュミット
 ドイツ連邦共和国 D-91054 エアラン
 ゲン ホイヴァークシュトラッセ 20
 (74) 代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外3名)

(54) 【発明の名称】 集束超音波による対象治療装置

(57) 【要約】

本発明は、多数の超音波変換素子 (5₁～5_n) から成る超音波変換器 (5) を具備し、更に前記超音波変換器 (5) を制御する制御装置を具備する。この制御装置は、それぞれの超音波変換素子 (5₁～5_n) に対してメモリ (16₁～16_n) を有し、前記メモリ (16₁～16_n) の中には作動の際に、超音波の焦点 (F) の所望の位置に対応するビットパターンを記憶し、前記制御装置は制御ユニット (20) を更に有し、前記制御ユニット (20) は個々の前記メモリ (16₁～16_n) を並列に周期的にアドレス指定して、前記メモリ (16₁～16_n) の出力側から前記焦点 (F) の所望位置に対応して時間的にずれている電気信号を取出し、前記電気信号をそれぞれの超音波変換器素子 (5₁～5_n) に供給する、集束超音波による対象治療装置。



【特許請求の範囲】

1. 多数の超音波変換素子 ($5_1 \sim 5_n$) から成る超音波変換器 (5) を具備し

更に前記超音波変換器 (5) を制御する制御装置を具備し、前記制御装置はそれぞれの超音波変換素子 ($5_1 \sim 5_n$) に対してメモリ ($16_1 \sim 16_n$) を有し、前記メモリ ($16_1 \sim 16_n$) の中には作動の際に、超音波の焦点 (F) の所望の位置に対応するビットパターンを記憶し、前記制御装置は制御ユニット (20) を有し、前記制御ユニット (20) は個々の前記メモリ ($16_1 \sim 16_n$) を並列に周期的にアドレス指定して、前記メモリ ($16_1 \sim 16_n$) の出力側から前記焦点 (F) の所望位置に対応して時間的に相互にずれている電気信号を取出し、前記電気信号をそれぞれの超音波変換器素子 ($5_1 \sim 5_n$) に供給することを特徴とする集束超音波による対象治療装置。

2. メモリ ($16_1 \sim 16_n$) として書き込み/読出しメモリを具備し、前記書き込み/読出しメモリの中に制御ユニット (20) が、焦点 (F) の所望位置に対応するビットパターンを書込むことを特徴とする請求項 1 に記載の集束超音波による対象治療装置。

3. 制御ユニット (20) が、焦点 (F) の所望の位置に対応するビットパターンを計算し、メモリ ($16_1 \sim 16_n$) の中に書込むことを特徴とする請求項

1 又は請求項 2 に記載の集束超音波による対象治療装置。

4. 制御ユニット (20) がデータメモリ (28) を有し、前記データメモリ (28) の中には焦点 (F) の種々の位置に対するビットパターンを記憶し、前記制御ユニット (20) は、焦点 (F) のその都度に所望の位置に対応するビットパターンをメモリ ($16_1 \sim 16_n$) の中に書込むことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のうちのいずれか 1 つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

5. データメモリ (28) の中に、焦点 (F) の 2 次元又は 3 次元でマトリクス状に配置されている種々の位置に対するビットパターンを記憶することを特徴とする請求項 4 に記載の集束超音波による対象治療装置。

6. 制御ユニット(20)に対して、焦点(F)の所望の位置を入力する入力手段(18, 35)が対応して設けられていることを特徴とする請求項1から請求項5のうちのいずれか1つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

7. 位置測定装置を具備し、前記位置測定装置により、治療する対象の少なくとも1つの領域の画像が形成可能であり、入力手段(18, 35)は、焦点(F)のその都度に所望の位置を画像の中で選択可能に形成することを特徴とする請求項6に記載の集束超音波

による対象治療装置。

8. 位置測定装置として超音波位置測定装置(5, 13, 17)を具備することを特徴とする請求項7に記載の集束超音波による対象治療装置。

9. 超音波位置測定装置(5, 13, 17)が、治療する対象の少なくとも1つの領域の断面画像を形成し、データメモリ(28)の中に記憶されている焦点(F)の種々の位置が、治療する対象の前記断面画像の中に描かれている領域を含む1つの平面の中に位置することを特徴とする請求項8に記載の集束超音波による対象治療装置。

10. 超音波変換器(5)が超音波位置測定装置(5, 13, 17)の構成部分であることを特徴とする請求項8又は請求項9に記載の集束超音波による対象治療装置。

11. 超音波変換器(5)が超音波変換素子(5₁~5_n)の線形配置すなわちリニアアレイを有することを特徴とする請求項1から請求項10のうちのいずれか1つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

12. 超音波変換器(5)により、治療する対象を、線形走査すなわちリニアスキャンで超音波断面画像を形成するために走査することを特徴とする請求項10又は請求項11に記載の集束超音波による対象治療装置。

13. メモリ(16₁~16_n)のデータ出力側と対応する超音波変換素子(16₁~16_n)との間に挿入接続されている信号変形手段を有し、前記信号変形手段は、前記メモリ(16₁~16_n)のデータ出力側から取出される方形波信号を

少なくとも実質的に正弦波状信号に変換することを特徴とする請求項1から請求項12のうちのいずれか1つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

14. 信号変形手段がLC回路網(14₁~14_n)を有することを特徴とする請求項13に記載の集束超音波による対象治療装置。

15. メモリ(16₁~16_n)がそれぞれ1bitのメモリ深度を有することを特徴とする請求項1から請求項14のうちのいずれか1つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

16. メモリ(16₁~16_n)がそれぞれ16bitのメモリ長を有することを特徴とする請求項1から請求項15のうちのいずれか1つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

17. 制御ユニット(20)がメモリ(16₁~16_n)をアドレス指定する際のクロック周波数が、メモリ長と超音波周波数との積に等しいことを特徴とする請求項1から請求項16のうちのいずれか1つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

18. メモリ(16₁~16_n)のデータ出力側と

対応する超音波変換素子(5₁~5_n)との間に挿入接続されているドライバ段(15₁~15_n)を具備することを特徴とする請求項1から請求項17のうちのいずれか1つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

19. ドライバ段(15₁~15_n)を給電装置(30)に接続し、前記給電装置(30)の出力電圧は制御ユニット(20)により調整可能であることを特徴とする請求項18に記載の集束超音波による対象治療装置。

20. 監視手段を具備し、前記監視手段は、ドライバ段(15₁~15_n)の出力側及び/又は信号変形手段の出力側及び/又は給電装置(30)の出力側における電圧及び/又は電流を測定し、1つ又は複数の対応する基準値と比較することを特徴とする請求項1から請求項19のうちのいずれか1つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

21. 制御ユニット(20)が、超音波変換器(5)の端縁の領域内に位置する超音波変換素子(5₁及び5₂, 5_{n-1}及び5_n)に対応するメモリ(16₁及び

16_2 , 16_{n-1} 及び 16_n)の中に、その他のメモリのビットパターンとは次のように、すなわち、超音波変換器(5)の端縁の領域内に位置する超音波変換素子(5_1 及び 5_2 , 5_{n-1} 及び 5_n)から放射する超音波が、その他の超音波変換素子から放射す

る超音波に比してより低い強度を有するように異なるビットパターンを書込むことを特徴とする請求項1から請求項20のうちのいずれか1つの請求項に記載の集束超音波による対象治療装置。

22. 制御ユニット(20)が、超音波変換器(5)の端縁の領域内に位置しない超音波変換素子に対応するメモリには、それぞれ直接順次連続するセットされた1つのビット列を有するビットパターンを書込み、前記超音波変換器(5)の端縁の領域内に位置する超音波変換素子(5_1 及び 5_2 , 5_{n-1} 及び 5_n)に対応するメモリ(16_1 及び 16_2 , 16_{n-1} 及び 16_n)の中には、少ない数の順次連続するセットされたビットを有するビットパターンを書込むことを特徴とする請求項21に記載の集束超音波による対象治療装置。

【発明の詳細な説明】

集束超音波による対象治療装置

本発明は、多数の超音波変換素子から成る超音波変換器を具備し、更に超音波変換器を制御する制御装置を具備し、制御装置は、超音波変換器の超音波変換素子に、焦点の所望位置に対応して時間的に相互にずれている電気信号を供給する、集束超音波による対象治療装置に関する。

この形式の装置は例えば病理的組織変化の治療に使用される。病理組織は、治療音響波として放射され集束される超音波により加熱される。発生温度が45℃より低い限り、細胞の新陳代謝は障害を受け、これにより腫瘍の場合には腫瘍の増殖の緩慢化又は後退さえ発生する。この治療方法は局所的温熱療法（ハイパーサーミア）として知られている。温度が45℃を越えると細胞タンパク質が凝固し、これにより組織の壊死が発生する。後者の治療方法はサーモセラピーと称される。

治療音響波は連続音波又はパルス化された連続音波として放射される。

冒頭に記載の形式の治療装置は、結石症の治療（碎石術）及び骨疾患の治療（骨修復）において使用される。この場合、治療音響波は衝撃波の形で放射される

音響波の焦点を移動する方法が用いられ、これにより、治療する対象の領域内での焦点の移動が可能となり、しかもその際、超音波変換器と治療する対象とを相対的に移動させることは不要である。

冒頭に記載の形式の装置は例えばドイツ特許第4302538号明細書から公知である。この装置では焦点の移動は、超音波変換素子のそれぞれに、遅延時間が調整可能なそれぞれ1つの遅延素子を設けることにより実現されている。遅延素子は、超音波発生用のただ1つの発振器から超音波変換素子に供給される信号を相対的に相互に遅延するか又は信号の位相位置を変化するために用いられ、この相対的遅延又は位相位置の変化は、その都度所望の焦点位置が得られるように行われる。遅延素子の遅延時間は制御ユニットにより調整される。従って技術的費用が非常に大きく、相応してコストも高くなる。更に、電子装置の大規模な構

造は、大きいスペースを必要とする。

ドイツ特許第4302538号明細書の場合にはすべての超音波変換素子に対して1つの共通の発振器が、超音波発生に必要な信号を供給するのに対して、米国特許第5065741号明細書から公知の装置の場合にはそれぞれの超音波変換素子にそれぞれ1つの制御スイッチ回路が設けられ、制御スイッチ回路はそれぞれの超音波変換素子に、超音波発生に必要な信号を

供給し、制御スイッチ回路を作動する時点は、超音波位置測定装置による評価に依存して形成される超音波画像を用いて計算機により調整され、計算機にはメモリが設けられている。

米国特許第5158071号明細書に開示されている装置においても、それぞれの超音波変換素子にそれぞれ1つの制御スイッチ回路が割当てられ、制御スイッチ回路は、超音波発生に必要な信号をそれぞれの超音波変換素子のために供給し、制御スイッチ回路を作動する時点は、その都度の所望の焦点位置に依存して調整される。

ドイツ特許出願公開第3048527号公報に開示されている診断超音波アプリケーションでは1つの共通の発振器が、超音波発生に必要な信号を超音波変換素子の複数の群のために供給する。この場合、発振器の信号は個々の群に、相応する制御スイッチを介して供給され、スイッチはデジタル制御素子、例えば8bit Dレジスタにより作動される。

ドイツ特許出願公開第3236218号公報に開示されている診断超音波アプリケーションではデマルチプレクサ/送信ユニットが、超音波発生に必要な信号を超音波変換素子に供給する。この場合、これらの信号は超音波変換素子に、メモリに記憶されている遅延時間に依存して供給される。

本発明の課題は、冒頭に記載の装置を改善して、音

響波の焦点の移動を技術的に簡単でありコストのかからない方法で可能にすることにある。

上記課題は本発明により、

多数の超音波変換素子から成る超音波変換器を具備し、

更に超音波変換器を制御する制御装置を具備し、制御装置はそれぞれの超音波変換素子に対してメモリを有し、メモリの中には作動の際に、超音波の焦点の所望の位置に対応するビットパターンを記憶し、制御装置は制御ユニットを有し、制御ユニットは個々のメモリを並列に周期的にアドレス指定して、メモリの出力側から焦点の所望位置に対応して時間的に相互にずれている電気信号を取出し、前記電気信号をそれぞれの超音波変換器素子に供給する、集束超音波による対象治療装置により解決される。

本発明の装置の場合、超音波変換素子に、超音波発生に用いられる信号として、発振器等の出力信号が供給されるのではない。すなわち、超音波変換素子に、メモリのデータ出力側から取出される信号が、超音波発生に用いられる信号として供給される。すなわち、焦点の移動を実現するために、本発明の装置の場合には、超音波変換素子の数に対応する数のメモリと、メモリをアドレス指定する制御ユニットとしか必要としない。メモリと、制御ユニットの主要な構成素子とは、小さいコストで集積回路の形で得られる半導体素子

であり、従って従来の装置に比してより簡単であり安価であり部品の空間的寸法も小さい。これに関連して、従来の技術とは異なり遅延時間の調整を行うことが不要となるメリットがある、何故ならば信号の相互の位相位置はビットパターンにより前もって定められているからである。

本発明の1つの特別に有利な実施の形態では、本発明の装置はメモリとして書き込み/読出しメモリを具備し、書き込み/読出しメモリの中に制御ユニットが、焦点の所望位置に対応するビットパターンを書込む。このようにして、焦点を種々の位置に調整することが可能となり、しかもその際、メモリを交換することは不要である。これに関連して本発明の1つの変形実施の形態では、制御ユニットが、焦点の所望の位置に対応するビットパターンを計算し、メモリの中に書込む。しかし本発明の1つの特に有利な実施の形態では、制御ユニットがデータメモリを有し、データメモリの中には種々の焦点の位置に対するビットパターンを記憶し、制御ユニットは、焦点のその都度に所望の位置に対応するビットパターンを

メモリの中に書込む。このようにして、最初に記載の方法に比して簡単化された構成の制御ユニットが得られる、何故ならばビットパターンの計算が不要であるからである。焦点の位置のビットパターンに関連して焦点の位置の数が記憶され、実際の上でデータメモリの容量によってしか制限さ

れない。有利には、データメモリに記憶されているビットパターンに対する焦点の種々の位置が、2次元又は3次元でマトリクス状で配置されている。

本発明の1つの実施の形態では、制御ユニットに対して、焦点の所望の位置を入力する入力手段を設ける。有利には本発明の装置は位置測定装置を具備し、位置測定装置により、治療する対象の少なくとも1つの領域の画像が形成可能であり、入力手段は、焦点のその都度に所望の位置を画像の中で選択可能に形成する。制御ユニットが、相応するビットパターンの所望の位置を計算するように形成されていない場合、制御ユニットは、データメモリの中に記憶されている次のようなビットパターンをメモリに書込む、すなわちこれらのビットパターンは、入力手段により指示された焦点の所望の位置に最も近く位置する焦点位置に対応する。

基本的にレントゲンペースでも動作する位置測定装置も使用可能であるにもかかわらず、本発明の1つの実施の形態では、超音波位置測定装置が設けられている。超音波位置測定装置が、治療する対象の少なくとも1つの領域の断面画像を形成する場合、本発明の1つの特別に有利な実施の形態では、データメモリの中に記憶されている焦点の種々の位置が、治療する対象の断面画像の中に描かれている領域を含む1つの平面の中に位置する。このようにして、焦点の調整可能な

位置が実際に、超音波位置測定装置により形成された超音波画像の中に表示されることが保証され、従って誤って焦点が、実際には治療を行わない位置に移動される危険は僅かである。

治療に用いられる超音波の発生に設けられている超音波変換器が、超音波位置測定装置の構成部分でもあると有利である、何故ならばこの場合には位置測定のために1つの別個の超音波変換器を設けることが不要であるからである。これに

関連して、超音波変換器が超音波変換素子の線形配置すなわちリニアアレイを有すると特に有利である、何故ならばこの場合には、治療する対象を、超音波断面画像の形成のために公知の方法で純粋に電子的方法で線形走査（リニアスキャン）で走査できるからである。

本発明の1つの変形実施例では、メモリのデータ出力側と対応する超音波変換素子との間に挿入接続されている信号変形手段を有し、信号変形手段は、メモリのデータ出力側から取出される方形波信号を少なくとも実質的に正弦波状の信号に変換する。従って、超音波変換器に供給される電気信号がデジタル的に形成されるにもかかわらず、少なくとも実質的に正弦波状の超音波により治療することが可能となる。超音波変換素子に供給される電気信号の正弦波信号からの僅かなずれは重要でない、何故ならば線形効果に起因して元々超音波の歪が、その都度に治療する領域への伝搬

路で発生するからである。

信号変形手段は、LC回路網を有する場合には特別簡単かつ低コストで実現できる。

前述の説明から、個々の超音波変換素子に割当てられているメモリに対して1 bitの1つのメモリ深度で充分であることが明白である。必要なメモリ長は、焦点の位置をどの程度移動したいかに依存する。本発明の1つの変形実施例ではメモリはそれぞれ16 bitのメモリ長を有する。このようにして焦点の位置は、尿生殖領域内とりわけ前立腺の治療のために充分な程度で移動できる。

本発明の装置の最適な機能を保証するために、制御ユニットがメモリをアドレス指定する際のクロック周波数が、メモリ長と超音波周波数との積に等しい。

高い強度の超音波も発生できるように本発明の1つの実施例では、メモリのデータ出力側と対応する超音波変換素子との間にドライバ段が設けられている。本発明の1つの特別に有利な実施例では、ドライバ段を給電装置に接続し、前記給電装置の出力電圧は制御ユニットにより調整可能である。従って、超音波変換素子に供給される電気信号の振幅と、ひいては発生超音波の振幅とを、その都度の要求に応じて調整することが可能となる。

患者の安全のために、超音波の振幅がその都度に所望の度を越えないようにするために、本発明の1つ

の変形実施例では、監視手段を具備し、監視手段は、ドライバ段の出力側及び／又は信号変形手段の出力側及び／又は給電装置の出力側における電圧及び／又は電流を測定し、1つ又は複数の対応する基準値と比較する。

同様に患者の安全のために本発明の1つの実施例では、制御ユニットが、超音波変換器の端縁の領域内に位置する超音波変換素子に対応するメモリの中に、その他のメモリのビットパターンとは次のように、すなわち、超音波変換器の端縁の領域内に位置する超音波変換素子から放射する超音波が、その他の超音波変換素子から放射する超音波に比してより低い強度を有するように異なるビットパターンを書込む。このようにして、望ましくない副焦点を形成することもある干渉現象が回避される。制御ユニットが、超音波変換器の端縁の領域内に位置しない超音波変換素子に対応するメモリには、それぞれ直接順次連続するセットされた1つのビット列を有するビットパターンを書込む場合、前記超音波変換器の端縁の領域内の強度を低減することは簡単に実現できる、すなわちこれは、超音波変換器の端縁の領域内に位置する超音波変換素子に対応するメモリの中には、少ない数の順次連続するセットされたビットを有するビットパターンを書込むことにより簡単に実現できる。

次に本発明を、図面に示されている良性前立腺肥大

の治療のための本発明の装置を例にして詳細に説明する。

図1は電気音響変換器を有し本発明の装置に所属するハンドピースの斜視図、図2はハンドピースの中に収容されている超音波変換器の斜視図、図3は本発明の装置のブロック回路図、図4は本発明の装置の異なる超音波変換器を制御する電気信号の線図である。

図1は、良性前立腺肥大を治療する本発明の装置のうちの、1により示されており直腸アプリケーションのためのハンドピース1を示す。ハンドピース1はほぼスプーン形状を有し、ほぼ楕円形で平たいアプリケーション端部2を有し、ア

アプリケーション端部 2 にグリップ 3 が取付けられている。約 15 mm の厚さ、約 30 mm の幅及び約 60 mm の長さを有するアプリケーション端部は、治療する患者の直腸の中に導入するために設けられ、直腸からはハンドピース 1 のグリップ 3 が突出する。ハンドピース 1 は接続チャンネル 4 を介して、本発明の装置の図 3 に示されている残りの部分に接続されている。

ハンドピース 1 は、ハンドピース 1 の音響伝搬媒体例えば水を充填されているアプリケーション端部の中に電気音響変換器として、図 2 に詳細に示されている超音波変換器 5 を有する。ハンドピース 1 のグリップ 3 の領域内にはキー 6 が設けられ、キー 6 により、治療する医者は本発明の装置を位置測定モードから治療

モードに切り換えることができ、治療モードはキー 6 を押すことによりスイッチオンされ、これに対して、キー 6 が作動されない場合には位置測定モードがスイッチオンされている。

位置測定モードでは超音波変換器 5 は、 $1/2$ 周期の数倍の長さを有する短い超音波パルスの形の診断音響波を発生する。治療モードでは超音波変換器 5 は、超音波の形の付加的に集束されている治療音響波を発生する。治療超音波は連続音波か又はそれぞれ短時間にわたり治療超音波放射のために中断されるパルス化されている連続音波である。

図 2 では超音波変換器 5 はいわゆるリニアアレイとして形成されている、すなわち超音波 5 は複数の超音波変換素子 $5_1, 5_2, \dots, 5_n$ に分割されている。この分割は、超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ のそれぞれを、適切な電極信号の供給により個々に超音波発生のために駆動することが基本的に可能であるように実現されている。位置測定モードで必要な方法で、診断超音波の治療される生物の体内で反射された成分の受信により発生する電気信号を、個々の超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ に対して別個に取出すことも可能である。

判り易くするために、図 2 に示されている超音波変換器は、僅かな数のすなわち 10 個の超音波素子に分割されている。実際の上では超音波変換器 5 は例えば 128、192 又は 256 個の超音波変換素子に分割

されている。超音波変換器は公知のように、一定層厚の本来の圧電材料 7 が、同様に一定の厚さを有する適切な音響インピーダンスを有する担体 8 の上に装着されるように形成されている。圧電材料層 7 と担体 8 との接続は、図示されていない方法で、層 7 の厚さに比して薄い厚さの金属層により行われる。層 7 の担体 8 とは反対側に位置する面も、薄肉の図示されていない層が設けられている。前述の金属層は、超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ の電子コンタクトのための電極として用いられる。

互いに無関係に制御可能であり出力信号が互いに無関係に検出できる超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ を得るために、担体 8 に接続されている圧電層 7 は、超音波変換器 5 の長手軸線に対して横方向に走行し図 2 に 9 により 1 つが示されている複数の狭幅切込みにより、個々の超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ に分割されている。超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ を機械的に互いに減結合するために切込み 9 は、圧電層 9 の厚さより大幅に深い深さを有する。

個々の超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ を適切に制御することにより、超音波変換器 5 から放射された超音波を集束ゾーンに集束し、超音波の集束ゾーンを移動することが可能である。公知のように、この方法では集束又は走査運動の実行は超音波変換器 5 又はリニアアレイの長手軸線の方角でのみ可能である。集束を前述の

方向に対して横方向でも行うことができるように超音波変換器 5 は、図 2 に示されており米国特許第 4 1 5 9 4 6 2 号明細書から診断超音波変換器に関連して公知の方法で、超音波変換器の長手軸線に平行に走行する軸線を中心に円筒形に湾曲され、これにより、すべての超音波変換器 $5_1 \sim 5_n$ を同時に制御することにより、図 2 に FL により示されており超音波変換器又はリニアアレイの長手軸線に対して平行に走行している線焦点への集束が得られる。超音波変換器 5 を、公知の診断超音波装置 1 3 (図 3 参照) によりフェーズドアレイの形式で制御することにより、例えば治療する生物の方形の体層を位置測定のために走査可能である。対応する方形は図 1 に、R にて示されている。治療モードでは、その都度に調整されている集束ゾーンの図 1 に F により示されている中心は、方形層の中央面の中で移動できる。

超音波変換器 $5_1 \sim 5_n$ の制御がいかに行われるかを次に図 3 に基づいて詳細に説明する。図 3 には超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ のうち例として超音波変換素子 $5_1 \sim 5_3$ 及び $5_{n-1} \sim 5_n$ が示されている。これらはそれぞれ接続ケーブル 4 の線 $4_1 \sim 4_n$ を介してスイッチ $10_1 \sim 10_n$ に接続されている。有利には電子スイッチであるスイッチ $10_1 \sim 10_n$ は制御段 12 により、すべてのスイッチ $10_1 \sim 10_n$ がそれぞれ同一の切換え位置をとるように作動される。これは

図 3 に、スイッチ $10_1 \sim 10_n$ が破線により互いに連結されていることにより示されている。

スイッチ $10_1 \sim 10_n$ が、図 3 に示されていない位置測定モードに対応するそれらの切換え位置をとると、超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ は診断超音波装置 13 に接続され、診断超音波装置 13 は超音波変換器 5 と公知のように共働する、すなわちこの共働により、リニアスキャンにより、治療する患者の超音波変換器 5 の長手軸線及び線焦点 FL を含む体層の画像が形成されモニター 17 に表示される。

超音波装置 13 にはジョイスティック 18 が接続され、ジョイスティック 18 により、モニター 17 に表示されている超音波画像の中に挿入表示されているマーク F' をスライドすることが可能である。バス 19 を介して、相応するデータ又は信号が制御ユニット 20 に到達し、制御ユニット 20 は電子制御及び画像形成装置 11 の構成部分であり、電子制御及び画像形成装置 11 は、超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ から治療モードで発信する治療超音波が次のような集束ゾーンに集束されることを保証する、すなわちこの集束ゾーンの中心 F は、治療する生物の体内の、マーク F' により超音波画像の中にマーキングされている個所に相当する個所に位置する。

治療超音波は連続音波又はパルス化された連続音波である。治療超音波は、前述のようにキー 6 を作動す

ることによりスイッチオンされる治療モードで周期的に短時間中断され、これにより治療モードの間でも超音波画像が更新される。これを実現するために、電子制御及び画像装置 11 に所属する制御ユニット 20 は制御段 12 を制御し、スイ

ッチ $10_1 \sim 10_n$ を、超音波を発生するために必要な時間にわたり、位置測定モードに相応する位置に切替える。次いでスイッチは、後続の超音波画像を作成するまで、治療モードに相応する切換え位置に戻る。超音波画像は位置測定モードでは例えば 25 Hz の繰返し周波数により形成されるのに対して、繰返し周波数は治療モードでは例えば $0.1 \sim 1\text{ Hz}$ である。超音波スキャンを形成するために必要な時間は非常に短い（ 1 ミリ秒より大幅に短い）ので、治療超音波のパルス持続時間は、無視できる程に短い休止期間にわたり中断でき、これによりパルス状の診断超音波を発生できる。治療超音波のパルス持続時間は最大約 $1 \sim 10$ 秒である。それより短いパルス持続時間に調整することも可能である。

これに対してスイッチ $10_1 \sim 10_n$ が、図3の治療モードに相応する切換え位置をとると、超音波変換素子5の超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ は、超音波変換器5を制御する制御装置に接続される。この制御装置はそれぞれの超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ に対してそれぞれ1つのメモリ $16_1 \sim 16_n$ を有し、メモリ $16_1 \sim 16_n$ のデータ出力側 D_{out} に後置接続されている

ドライバ段 $15_1 \sim 15_n$ を有し、ドライバ段 $15_1 \sim 15_n$ と超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ との間に挿入接続され信号変形手段を形成するLC回路網 $14_1 \sim 14_n$ を有する。メモリは書き込み／読み込みメモリ（RAM）である。電子制御及び画像形成装置11も、少なくとも部分的には、超音波変換素子5を制御する制御装置の構成部分である。

メモリ $16_1 \sim 16_n$ のアドレス入力側 ADR 及びデータ入力側 D_{in} は、アドレスバス21及びデータ線22を介して電子制御及び画像形成装置11に接続され、電子制御及び画像形成装置11は、本発明の装置を操作するために用いられるキーボード23を有する。

焦点ゾーンの所望の位置がジョイスティック18により選択されると直ちに電子制御及び画像形成装置12はメモリ $16_1 \sim 16_n$ を、メモリ $16_1 \sim 16_n$ の書き込みイネーブル入力側につながる線24を介して書き込みモードに切換え、メモリ $16_1 \sim 16_n$ に、焦点の所望の位置に対応するビットパターンを書込む。メモリ $16_1 \sim 16_n$ はこの書き込み動作の間に順次にアドレス指定され、 1 bit のそれ

ぞれ1つのメモリ深度を有するので、すべてのメモリ $16_1 \sim 16_n$ のデータ入力側を電子制御及び画像形成装置11に接続するただ1つのデータ線22だけで充分である。前述の書き込み動作は順次に、メモリ $16_1 \sim 16_n$ のうち

のその都度ただ1つのメモリが、バス25に対応するイネーブル線 $25_1 \sim 25_n$ によりイネーブルにされて行われる。イネーブル線 $25_1 \sim 25_n$ はメモリ $16_1 \sim 16_n$ のチップセレクト入力側に接続されている。

メモリ $16_1 \sim 16_n$ のうちのそれぞれの中に、焦点の所望の位置に対応するビットパターンが書込まれ、装置が、キー6を作動することにより治療モードに切換えられ、電子制御及び画像形成装置11はすべてのメモリ $16_1 \sim 16_n$ を、線24を介して読出しモードに切換え、すべてのメモリ $16_1 \sim 16_n$ を並列かつ周期的にアドレス指定し、これによりメモリ $16_1 \sim 16_n$ のデータ出力側から方形信号が取出され、これらの方形信号は、焦点の所望の位置に対応して時間的に互いにずれている。並列アドレス指定とはこの場合、所与の時点においてすべてのメモリ $16_1 \sim 16_n$ においてそれぞれ同一のメモリセルがアドレス指定されることである。周期的アドレス指定とは、増加方向及び減少方向で順次に続いてメモリ $16_1 \sim 16_n$ のすべてのメモリセルがアドレス指定され、この動作が常に繰返され、この繰返しは、装置が治療モードに切換えられるまで続くことである。この場合、前述のように時々、更新された超音波画像を作成するために短い中断が設けられている。ビットパターンの中で、周期的アドレス指定が増加方向で行われるか、

減少方向で行われるかが考慮されなければならないことは自明である。

メモリ $16_1 \sim 16_n$ のデータ出力側から取出される方形信号は、メモリ $16_1 \sim 16_n$ の周期的アドレス指定が行われるクロック周波数と、メモリ長との商に相当する周波数を有し、クロック周波数及びメモリ長は、前述の実施の形態の場合には40MHz及び16bitである。これにより、前述の実施の形態の場合には2.5MHzの方形波信号周波数が得られる。

方形波信号はドライバ段 $15_1 \sim 15_n$ を通過してLC回路網を通過すると正弦

波信号に変形され、正弦波信号の周波数は方形信号の周波数に相当する。

従って超音波変換器5の超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ は、公知のフェーズドアレイの形式で正弦波信号により制御され、これらの正弦波信号は互いに位相がずれており、この位相のずれは、超音波変換器5により発生された超音波が、その都度の所望の位置をとる焦点に集束されるように実現される。

ビットパターンをメモリ $16_1 \sim 16_n$ の中に書込むために又はビットパターンをメモリ $16_1 \sim 16_n$ から読出すために必要なアドレス指定信号及び制御信号はアドレス信号及びクロック信号発生器26により発生し、アドレス信号及びクロック信号発生器26にはアドレスバス21、データ線22、線24及びバス25が接続されている。アドレス信号及びクロック信

号発生器26は制御ユニット20により制御され、制御ユニット20にアドレス信号及びクロック信号発生器26はバス19を介して接続されている。

キーボード23により設定可能な第1の作動モードで制御ユニット20は、その都度にジョイスティック18により選択された焦点位置に所属するビットパターンを計算する。次いで、相応するデータがバス19を介して制御ユニット20に到達し、次いで制御ユニット20からメモリ $16_1 \sim 16_n$ に到達する。

同様にキーボード23により選択可能な第2の作動モードではアドレス信号及びクロック信号発生器26は、ジョイスティック18により選択された焦点位置に所属するビットパターンを、有利には不揮発性メモリとして形成されているデータメモリ、前述の実施の形態ではEPROM28から取出し、このビットパターンをメモリ $16_1 \sim 16_n$ に書込む。EPROM28は、マトリクス状に1つの平面の中に配置されている複数の焦点位置に対するビットパターンを記憶し、この平面は、超音波装置13により発生される超音波画像の中に描かれている体内層の中に含まれている。

焦点位置のマトリクス状配置を基準として、EPROM28の中にビットパターンが記憶されており、この焦点位置のマトリクス状配置は、焦点寸法を考慮して（実際の上で点状焦点は発生されず、焦点ゾーンが発生される）、患者の体内領域が少なくとも実質的に

間隙無しに処理されることが可能であるように選択されている。焦点の拡がりとしていわゆる 3 d b ゾーンが採用される、すなわち、3 d b ゾーンの領域の中では、超音波の音圧がピーク音圧の少なくとも 50 % である。

ジョイスティック 18 により、ビットパターンが EPROM 28 の中に記憶されていない焦点位置が選択されると、制御ユニット 20 とアドレス信号及びクロック信号発生器 26 は、次のようなビットパターンを EPROM 28 からメモリ 16₁ ~ 16_n の中に伝送する、すなわちこれらのビットパターンは、ビットパターンが EPROM 28 の中に記憶されている位置であり焦点の選択された位置に最も近くに位置する位置に相当する。

ドライバ段 15₁ ~ 15_n は供給線 29 を介して、電子制御及び画像形成装置 11 に所属する給電装置 30 に接続されている。給電装置 30 はバス 19 を介して制御ユニット 20 に接続され、給電装置 30 は、その出力電圧が調整可能であるように形成されている。この場合の構成は、前述の実施の形態ではキーボード 23 を介しての入力により給電装置 30 の出力電圧が調整可能であるように実現されている。ドライバ段 15₁ ~ 15_n は、それらの出力側から取出される方形波信号の振幅が、給電線 29 を介して供給される給電電圧に比例するように形成されている。従って、超音

波変換器 5 により発生される治療超音波の振幅をその都度の治療ケースに整合させることが可能となる。

構造的に最も簡単なので、前述の実施の形態の場合にはすべてのドライバ段 15₁ ~ 15_n は同一の電圧が供給される。しかし、副焦点の形成を阻止するために、超音波変換器 5 の端縁の領域内に位置する超音波変換素子、例えば超音波変換素子 5₁ 及び 5₂ 及び 5_{n-1} 及び 5_n が、低減された強度の超音波を放射すると好適である。

これは前述の実施の形態の場合、制御ユニット 20 が、超音波変換器 5 の端縁の領域内に位置する超音波変換素子に所属するメモリ、例えば 16₁ 及び 16₂ 及び 16_{n-1} 及び 16_n が、対応する超音波が低減した強度を有するようにその他のメモリとは異なってビットパターンを書込むことにより達成される。

図4は、いくつかの超音波変換素子（上から下へ：超音波変換素子 5_1 及び 5_n 、超音波変換素子 5_2 及び 5_{n-1} 、中央と端縁の間に位置する超音波変換素子、中央の変換素子）に対して、対応するメモリの中に記憶されているビットパターンと、対応するメモリのデータ入力側に入力される方形波信号とを示す。図4から分かるように、超音波変換器の端縁から離れている超音波変換素子の場合にはそれぞれ4つの順次のビットがセットされ、これに対して端縁側の超音波変換素子の場合にはより小さい数の順次のビットがセッ

トされている。これにより、メモリの出力側から取出される方形波信号が正弦波信号に変換された後に、端縁側の超音波変換素子に所属する正弦波信号は、小さい振幅を有する。

治療モードで患者の安全のために、過剰に大きい振幅の治療超音波が発生されるのを防止するために、監視回路31が設けられ、監視回路31は、略示されている測定線32と同様に略示されている測定バス33及び34とを介して、給電装置30の出力側、ドライバ回路 15_1 及び 15_n の出力側及びLC回路網 14_1 及び 14_n の出力側から取出される電圧と、これらの個所に流れる電流とを測定し、対応する閾値と比較する。複数の閾値のうちの1つを越えると、監視回路31はこれを、監視回路31にバス19を介して接続されている制御ユニット20に伝達する。これに次いで制御ユニット20は、給電装置30から供給される給電電圧を低減し、この低減は、閾値を越えることがすべて解消するまで行われる。

治療を実行するために、ハンドピース1のアプリケーション端部2が患者の直腸の中に導入されることが行われる。この場合、まず初めにキー6の作動は行われない。従って装置は位置測定モードにある。ハンドピース1は、治療される対象が超音波画像の中に現れるように配向される。次いで治療する医者はジョイスティック18によりマークFを、治療するゾーンにセ

ットする。次いで医者は、グリップ3に設けられているキー6を押し、これにより治療モードに切り換えられる。これにより治療超音波が放射され、治療超音波の

作用ゾーンは、治療される対象の中で、作用ゾーンの中心Fが、マークF' の設定された位置に相当する個所の位置をとる。治療の間に前述の方法で常に短時間にわたり位置測定モードに切換えられるので使用者は、実時間表示の印象を得、常に治療の成功に関して知らされる。超音波変換器5はハンドピース1の中に位置するので、治療の間に作用ゾーンを移動することが可能である、何故ならば、超音波画像の中に挿入表示されるマークに基づいて何時でも作用ゾーンの位置が検出可能であるからである。

治療モードは、キー6を再び開放することにより解除される。これによりこの装置は自動的に位置測定モードにて動作する。

別の1つの作動モードでは、図3に示されているライトペン35（又はジョイスティック18を介して移動可能なマーク）により、モニターに表示されている超音波画像の中で、治療する領域を全体的にマークする。これにより焦点位置は、その都度に必要なビットパターンがメモリ16₁～16_nの中に書込まれるように制御する制御ユニット20により徐々に、ライトペンによりマーキングされる領域の中に位置する体内領域全体が治療超音波により治療されるまで移動され

る。この作動モードでは、ハンドピース1を固定する手段、例えば図示されていない台架が設けられていると好適である、即ちこれによりハンドピース1が患者の体に対してずれる危険を最小化できる。

治療モードで発生される治療超音波の周波数は有利には、位置測定モードで発生される診断超音波の周波数に比して低い。従って、超音波画像を形成する際に高い場所分解能が達成され、従って治療するゾーンを高い精度で位置測定し、作用ゾーンをより高い精度で、治療ゾーンの中で位置決めすることができる。同時に、治療超音波が不必要に減衰されないことが保証される。

とりわけ、超音波装置13により、位置測定ためにリニアスキャンだけでなくセクタスキャンも行う場合、超音波変換素子5₁～5_nの幅bを選択する際、幅bがそれぞれの音響伝搬媒体例えばハンドピース1の中に收容されている伝搬媒体又は治療する生体の生体組織の中の診断超音波の波長の1/2に比して短く選択すると好適である。これにより、診断超音波の放射が無指向性で行われることが

保証され、これは、前述の方法で、治療する生物のセクタ状生体層を走査できるための前提条件である。

これにより、治療超音波を発生するためには、治療超音波のより長い波長に起因してそれ自体として過剰に大きい数の超音波変換素子が必要となることがある

ので、治療超音波を発生するためにそれぞれある数の超音波変換素子を1つの超音波変換素子群に統合されることもある。前述の実施の形態ではこれは、超音波変換素子群に所属するメモリの中にそれぞれ同一のビットパターンが書込まれることにより行われる。

1つの超音波変換素子群に所属する超音波変換素子の数は、設けられている超音波変換素子全部の数と、メモリ長との商に相応する。超音波変換素子群の全幅が、その都度の音響伝搬媒体の中の治療超音波の波長の $1/2$ に比して短いことが保証されなければならないことは自明である。この場合、治療超音波の放射は無指向性で行われ、これは、作用ゾーンを前述のように移動できるための前提条件である。

前述の説明で1つの超音波変換素子について説明した場合、実際に狭義のただ1つの超音波変換素子であることもある。しかしドイツ特許第4302538号明細書から公知のように超音波変換素子を、複数の並列に接続されている超音波変換（部分）素子を形成し、これらの超音波変換（部分）素子は1つの共通のLC回路網及び1つの共通のドライバ段を介して1つの共通のメモリに接続されていることもある。すなわち例えば256の超音波変換（部分）素子が16の超音波変換素子に統合され、これらの超音波変換素子のそれぞれが、それぞれ1つの超音波変換（部分）素子を有することもある。この場合、それぞれ16の超音波

変換（部分）素子から形成されているそれぞれの超音波変換素子に対して1つのLC回路網、1つのドライバ段及び1つのメモリが必要である。この場合にも、1つの超音波変換素子に統合されている超音波変換（部分）素子の数は、その結果の超音波変換素子の幅が、その都度の音響伝搬媒体の中の治療超音波の波長の $1/2$ に比して短いように選択されなければならない。

治療超音波の周波数と診断超音波の周波数とは、ドイツ特許第4302538号明細書から公知の方法で、超音波変換装置5の超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ が治療モードでも位置測定モードでも共振条件で作動する（基本波／調波）ように選択される。

治療モード及び位置測定モードで良性前立腺肥大の治療のために適する周波数は前述のドイツ特許第4302538号明細書に開示されている。

超音波変換素子 $5_1 \sim 5_n$ の幅 b 及び厚さに関しても前述のドイツ特許第4302538号明細書に開示されている。

前述の実施の形態の場合、メモリ $16_1 \sim 16_n$ の中に書込まれるビットパターンを選択的にEPROM28から取出すか又は制御ユニット20により計算させることが可能である。しかし、どちらか一方の方法のみしか使用しない実施の形態も可能である。

前述の実施の形態の場合の超音波変換器5は超音波

変換素子 $5_1 \sim 5_n$ の1次元アレイである。この場合、発生超音波の焦点は2次元であり、1つの平面の中で移動できる。超音波変換器として超音波変換素子の2次元アレイを使用することも可能である。この場合、発生治療超音波の焦点は3次元で移動できる。超音波変換素子の2次元アレイは例えばマトリクス状に1つの平面の中に配置されている多数の超音波変換素子を有することもある。患者の体に対して（例えばハンドピース1の中で）超音波変換器5を相対的に移動する駆動手段を設けて、焦点の移動を可能にすることもできる。

前述の実施の形態は、直腸に適用され、すなわち部分侵襲的に使用され、良性前立腺肥大の治療のために設けられている装置に関する。しかし、体外的すなわち非侵襲的に適用される及び／又はその他の疾患の治療のために用いられる別の装置を本発明により形成することも可能である。

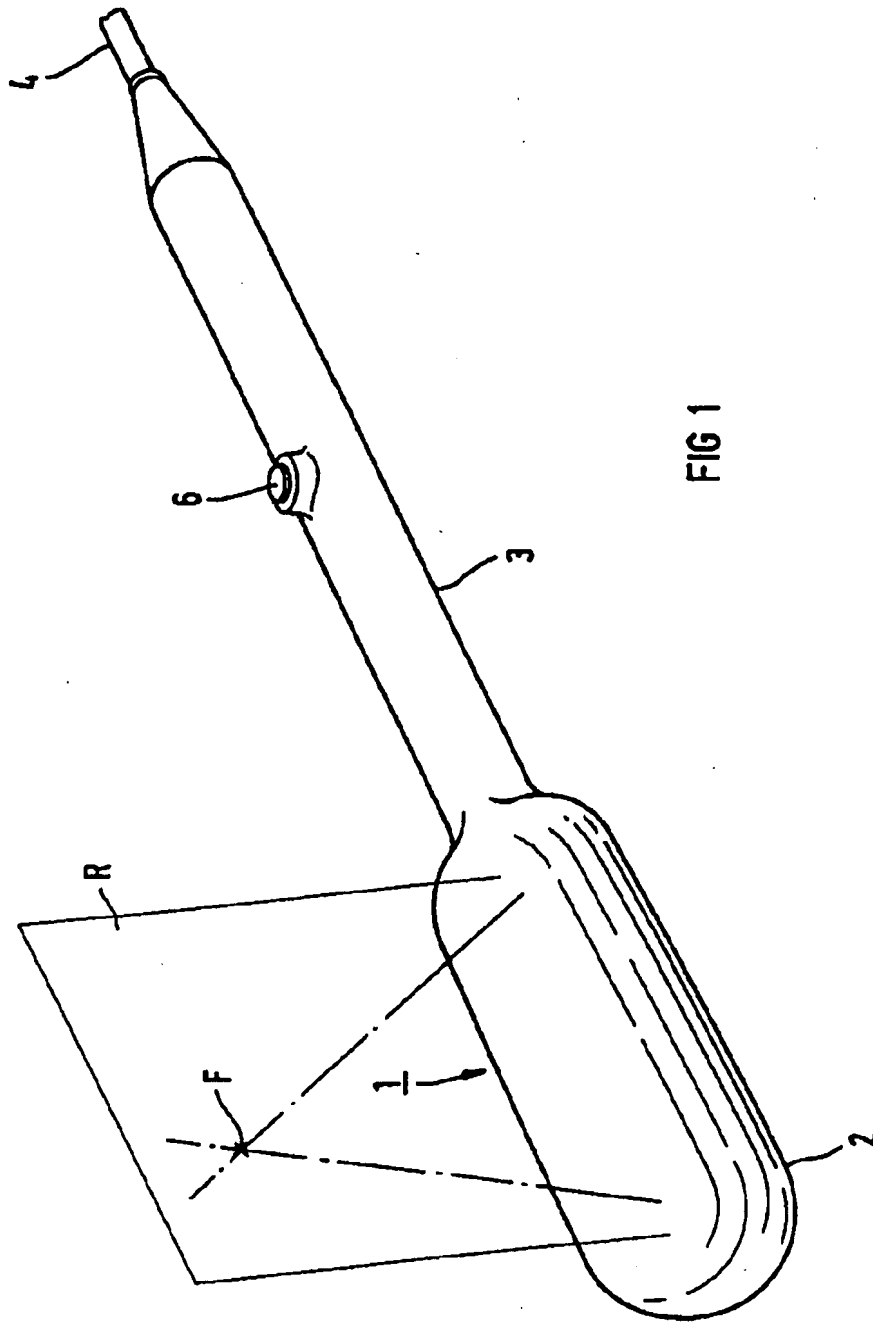
前述の実施の形態の場合、メモリのデータ出力側と超音波変換素子との間にLC回路網及びドライバ段が挿入接続されている。これらLC回路網及びドライバ段は、メモリのデータ出力側と超音波変換素子との間の直接的接続のために除去できる場合がある、すなわち、メモリのデータ出力側が十分に大きい電流を供給

できる場合である。この場合、メモリのデータ出力側から取出される信号は、超音波変換素子に直接的に超

音波発生のために供給される。

フェーズドアレイとは、多数の超音波変換素子の時間遅延される制御により電子的に集束可能な装置のことである。リニアアレイは、多数の超音波変換素子の線形配置装置である。スキャンとは、超音波照射による例えば線形（リニアスキャン）又はセクタ状（セクタスキャン）走査のことである。

【図1】



【図2】

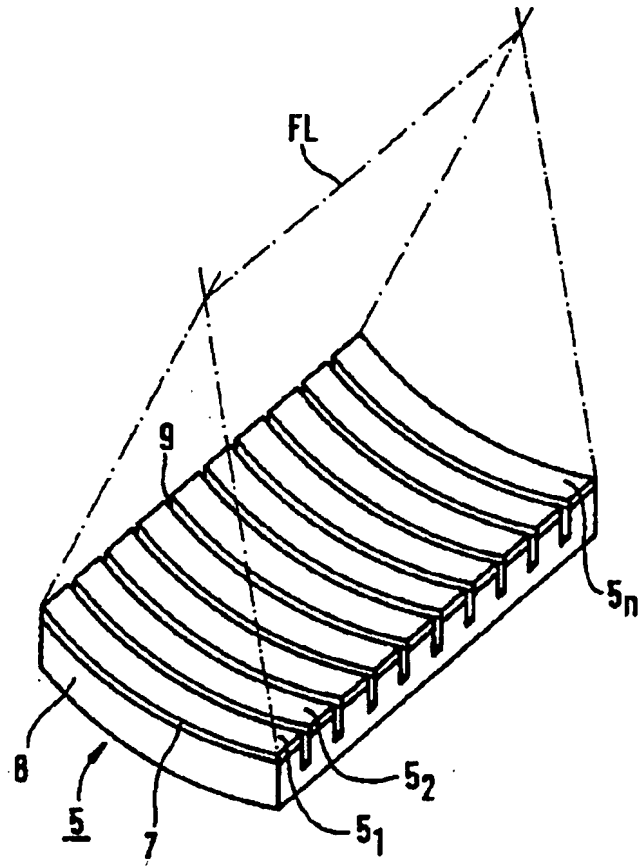


FIG 2

【図3】

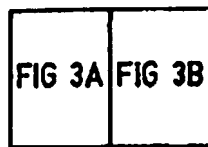


FIG 3

【図 3 A】

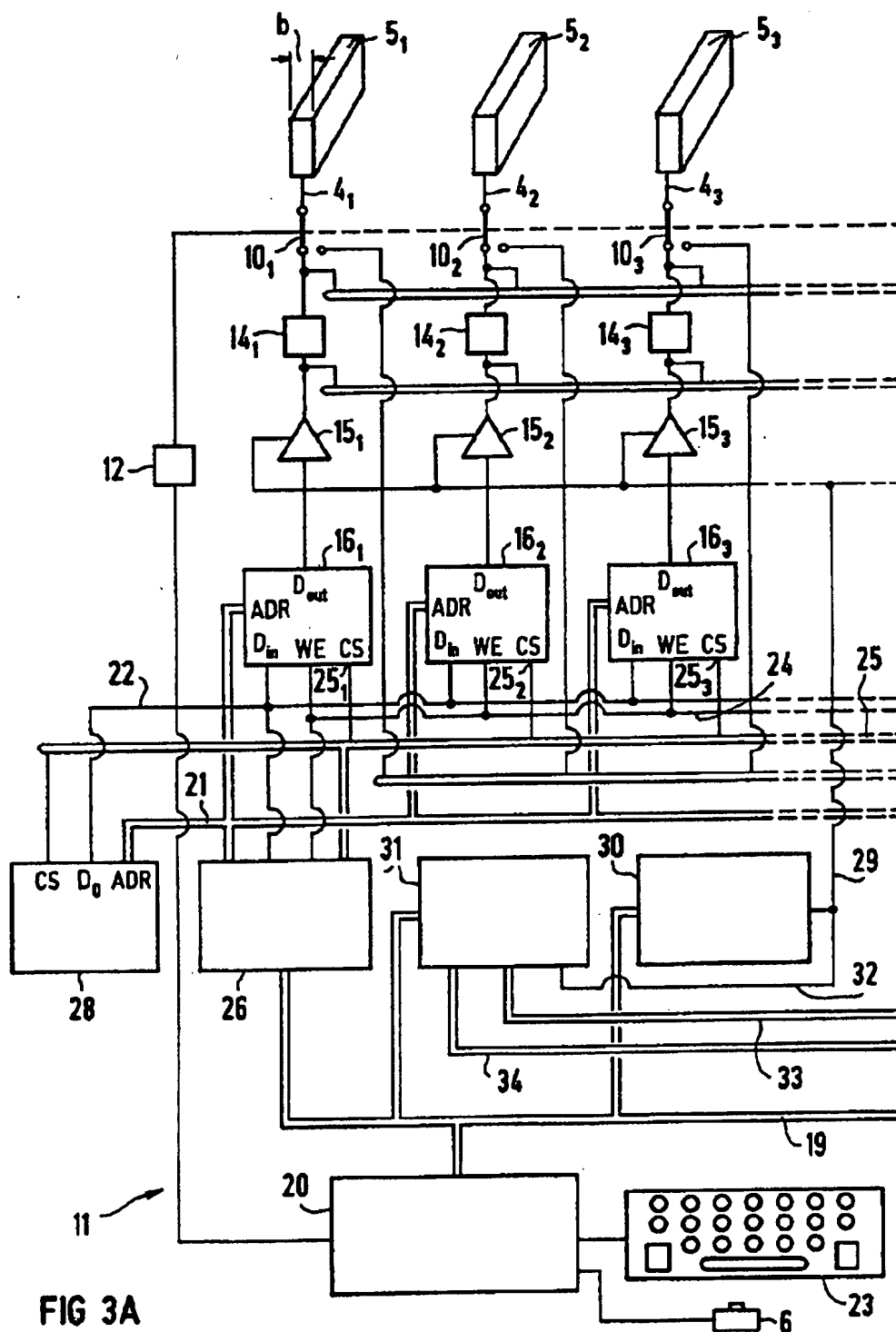


FIG 3A

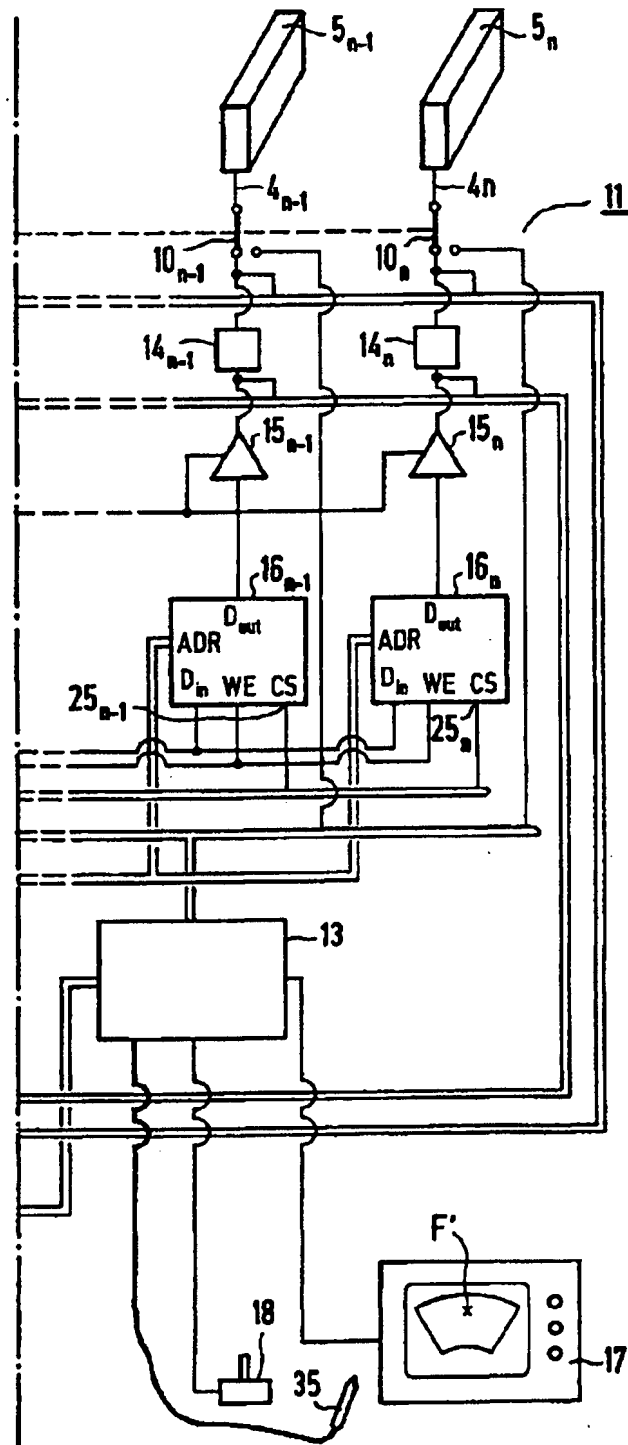


FIG 3B

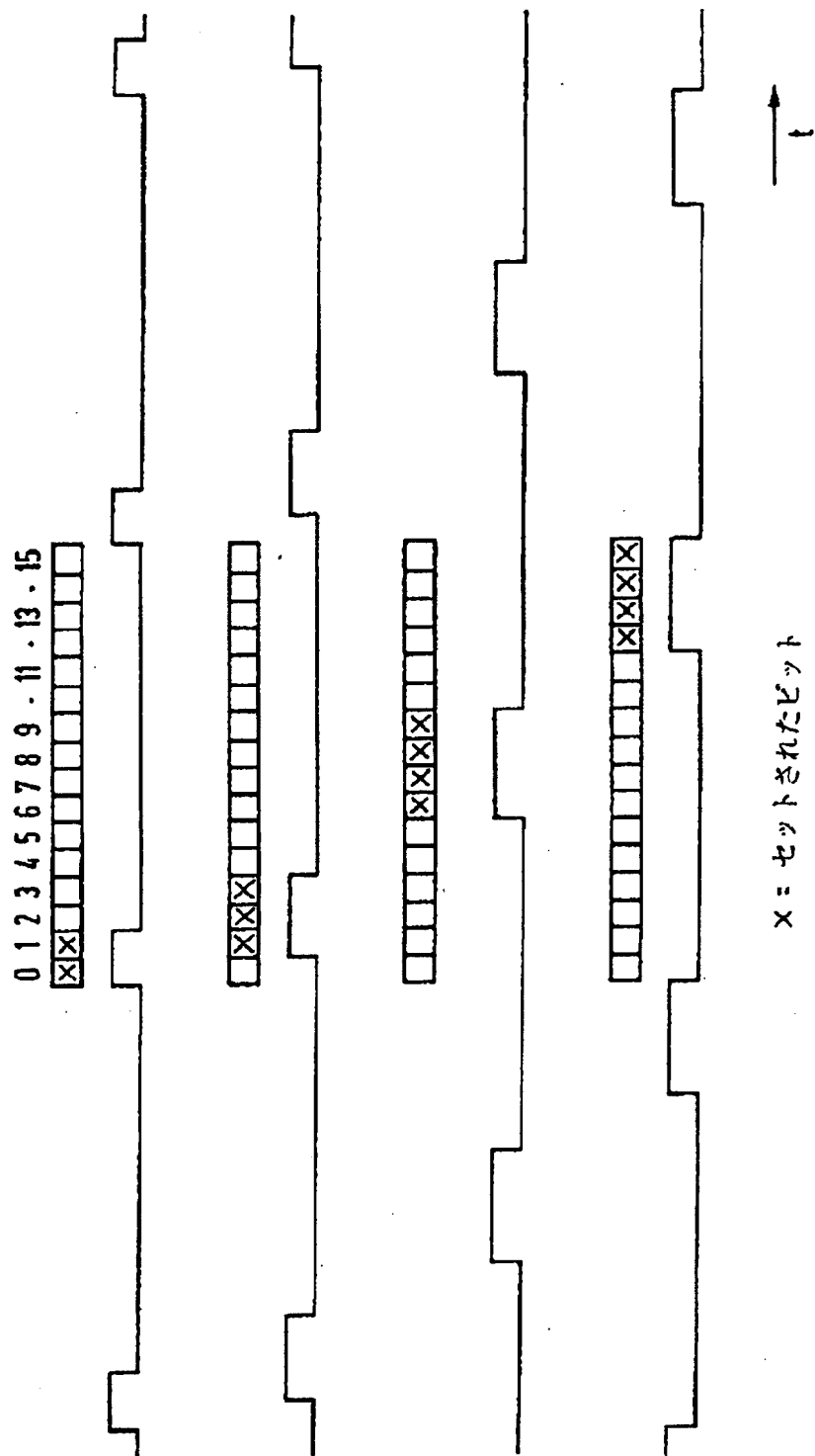


FIG 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/DE 95/01805

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 G10K11/34

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 6 G10K

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Quotation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DE,A,33 30 698 (VICTOR COMPANY OF JAPAN) 1 March 1984 see page 8, line 2 - line 5 see page 8, line 35 - page 9, line 12; figures 1,2 ---	1,6,11
A	DE,C,43 02 538 (SIEMENS AG) 7 April 1994 cited in the application see column 5, line 60 - column 6, line 4 see column 6, line 32 - line 47; figure 3 ---	1,6
A	EP,A,0 104 928 (TECHNICARE CORP) 4 April 1984 see page 7, line 28 - line 33; figure 3 ---	1
	--- -/-	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- "Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

7 May 1996

Date of mailing of the international search report

15.05.96.

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Anderson, A

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE 95/01805

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US,A,5 065 741 (UCHIYAMA NAOKI ET AL) 19 November 1991 cited in the application see column 11, line 54 - column 12, line 51 ---	
A	US,A,5 158 071 (UMEMURA SHINICHIRO ET AL) 27 October 1992 cited in the application ---	
A	DE,A,30 48 527 (SIEMENS AG) 15 July 1982 cited in the application ---	
A	DE,A,32 36 218 (HAUKE RUDOLF DR;DEMUTH DIETMAR) 5 April 1984 cited in the application ---	
A	US,A,4 159 462 (ROCHA HENRY A F ET AL) 26 June 1979 cited in the application ---	
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 018, no. 334 (C-1216), 24 June 1994 & JP,A,06 078922 (FUJITSU LTD), 22 March 1994, see abstract -----	1,6,11

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

information on patent family members

International Application No
PCT/DE 95/01805

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
DE-A-3330698	01-03-84	JP-C-	1630563	26-12-91
		JP-A-	59039198	03-03-84
		JP-B-	63059637	21-11-88
		US-A-	4559642	17-12-85

DE-C-4302538	07-04-94	FR-A-	2700939	05-08-94
		JP-A-	6269448	27-09-94

EP-A-0104928	04-04-84	AU-B-	569848	25-02-88
		AU-B-	1958883	05-04-84
		AU-B-	572795	19-05-88
		AU-B-	1959483	05-04-84
		CA-A-	1213355	28-10-86
		CA-A-	1217554	03-02-87
		EP-A, B	0104929	04-04-84
		JP-A-	7136166	30-05-95
		JP-B-	8017776	28-02-96
		JP-B-	6096004	30-11-94
		JP-A-	59131335	28-07-84
		JP-C-	1809597	10-12-93
		JP-B-	5015120	26-02-93
		JP-A-	59080098	09-05-84
		JP-A-	6189955	12-07-94
		JP-B-	7004362	25-01-95
		US-A-	4534221	13-08-85

US-A-5065741	19-11-91	JP-A-	63260546	27-10-88
		JP-A-	63260547	27-10-88
		JP-A-	63267346	04-11-88
		JP-B-	6026549	13-04-94
		JP-A-	63267347	04-11-88
		JP-A-	63270041	08-11-88
		JP-A-	63288148	25-11-88
		JP-A-	63315042	22-12-88
		JP-A-	63317150	26-12-88
		JP-A-	63317151	26-12-88
		US-A-	5178135	12-01-93
		US-A-	4984575	15-01-91

US-A-5158071	27-10-92	EP-A-	0351610	24-01-90

Form PCT/ISA/210 (patent family members) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE 95/01805

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US-A-5158071		EP-A- 0538241 JP-A- 2126848	21-04-93 15-05-90
DE-A-3048527	15-07-82	NONE	
DE-A-3236218	05-04-84	NONE	
US-A-4159462	26-06-79	NONE	

Form PCT/ISA/110 (patent family annex) (July 1992)

【要約の続き】

